



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Übersetzung der  
europäischen Patentschrift

⑧7 EP 0 431 726 B1

⑩ DE 690 18 208 T 2

⑤1 Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**A 61 M 5/142**  
A 61 M 5/175  
F 04 B 43/08

DE 690 18 208 T 2

②1	Deutsches Aktenzeichen:	690 18 208.2
⑧6	Europäisches Aktenzeichen:	90 308 049.7
⑧6	Europäischer Anmeldetag:	23. 7. 90
⑧7	Erstveröffentlichung durch das EPA:	12. 6. 91
⑧7	Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA:	29. 3. 95
④7	Veröffentlichungstag im Patentblatt:	28. 9. 95

③0 Unionspriorität: ③2 ③3 ③1  
08.12.89 US 447880

⑦3 Patentinhaber:  
Imed Corp., San Diego, Calif., US

⑦4 Vertreter:  
Feiler und Kollegen, 81675 München

⑧4 Benannte Vertragsstaaten:  
DE, FR, GB

⑦2 Erfinder:  
Irvin, Ronald D., Ramona, California 92065, US;  
Burkett, David, Baldwin, Georgia 30511, US; Kaplan,  
David E., Moraga, California 94556, US; Harvey,  
Ronald J., Escondido, California 92025, US

⑤4 Peristaltische Pumpe mit einem Mechanismus zur Aufrechterhaltung eines linearen Förderstromes.

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 690 18 208 T 2

5

Beschreibung

10 Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf  
peristaltische Pumpen bzw. Peristaltikpumpen und insbesondere  
auf lineare Peristaltikpumpen. Speziell betrifft diese Erfin-  
dung Pumpen zum Pumpen von Fluiden (Flüssigkeiten) durch  
elastische Schläuche. Ganz speziell bezieht sich diese Erfin-  
15 dung auf den Antriebsmechanismus einer linearen Peristaltik-  
pumpe zum Reduzieren einer pulsierenden Strömung und zum Auf-  
rechterhalten einer linearen Strömung von Fluiden durch den  
Schlauch. Diese Erfindung ist insbesondere, jedoch nicht aus-  
schließlich, auf dem Gesundheitsvorsorgegebiet für die intra-  
20 venöse Verabreichung von medizinischen Lösungen an Patienten  
einsetzbar.

Es sind bereits verschiedene Vorrichtungen vorgeschlagen  
worden, die speziell und eigentümlich für die Intravenös- bzw.  
25 IV-Infusion von medizinischen Lösungen in Patienten ausgelegt  
sind. Das Ziel besteht in jedem Fall in der Bereitstellung  
einer Vorrichtung, mit welcher der Fluidstrom zum Patienten  
zuverlässig und genau geregelt werden kann.

30 Obgleich die tatsächliche Konstruktion einer linearen  
Peristaltikpumpe von Pumpe zu Pumpe verschieden sein kann,  
erfordern alle derartigen Pumpen grundsätzlich die mechanische  
Wechselwirkung (zwischen) einem elastischen Schlauch, durch den  
das Fluid gefördert werden soll, einer Platte zur

Bereitstellung einer harten Oberfläche, gegen welche der Schlauch gehalten werden kann, einer peristaltischen Vorrichtung, die eine sich bewegende Verschuß- oder Okklusionszone längs des Schlauches zu erzeugen vermag, und einem Antriebsmechanismus für die peristaltische Vorrichtung. Für ihren Betrieb muß die lineare Peristaltikpumpe diese Elemente in einer präzisen Weise miteinander zusammenwirken lassen. Insbesondere muß die peristaltische Vorrichtung wirkungsmäßig am Intravenös- bzw. IV-Schlauch, durch den die medizinischen Lösungen gefördert bzw. gepumpt werden sollen, angreifen, was die Anordnung des Schlauches zwischen der Platte und der peristaltischen Vorrichtung bedingt.

Bezüglich der Erzeugung einer sich bewegenden oder wandernden Okklusionszone durch die lineare Peristaltikpumpe wird der Schlauch durch eine Reihe von Okklusionselementen, wie Finger, die den Schlauch gegen die Platte andrücken, sequentiell okkludiert. Die Finger der Reihe werden sequentiell an den elastischen Schlauch angedrückt, um eine wellenartige Okklusionswirkung zum gleichmäßigen Hindurchtreiben von Fluid durch den Schlauch herbeizuführen. Die Erzeugung dieser Okklusionswirkung erfordert ein fein abgestimmtes Zusammenwirken zwischen den Bauelementen der Pumpe. Sofern nicht die Bauelemente der Vorrichtung unter Einhaltung genauer Toleranzen einwandfrei gefertigt worden sind, können ungleichmäßige Kräfte entstehen und kann die Okklusionswirkung sogar zu einem Festgehen oder Versperren der Vorrichtung führen, was offensichtlich vermieden werden sollte.

Neben dem Problem des Festgehens (Festfressens) oder Versperrens der Pumpe können im Pumpenbetrieb auftretende ungleichmäßige Kräfte auch Probleme mit der Strömungsmenge des Fluids durch den Schlauch herbeiführen. Genauer gesagt: auch wenn die Pumpe möglicherweise weiterarbeiten kann, können

etwaige übermäßige Okklusions- oder Klemmkräfte am Schlauch zu Verformungen an diesem führen, die in unkontrollierten Schwankungen des Fluidstroms durch den Schlauch resultieren können. Dies führt zu einem pulsierenden Fluidstrom durch den Schlauch anstelle der gewünschten Linearströmung. Zudem können übermäßig große Okklusionskräfte zu einem Herausbrechen von Fragmenten aus dem Schlauch mit der Gefahr, daß solche Fragmente in den Patienten eingeführt werden, führen.

Wie oben angedeutet, rühren mechanische Probleme bei Peristaltikpumpen häufig von Schwierigkeiten bezüglich der Einhaltung der genauen Fertigungstoleranzen her, die zwischen den miteinander in Wechselwirkung stehenden Teilen der Pumpe für einwandfreie Arbeitsweise erforderlich sind. Diese Probleme sind besonders ausgeprägt, weil Toleranzen dazu neigen, sich auf die Bewegung der Pumpe auszuwirken. Jede Pumpe zeigt somit ein unterschiedliches Reagieren auf das gleiche Problem und ein unterschiedliches Verhalten bei diesem.

Eine Möglichkeit zur Milderung der übermäßig großen Kräfte bei diesen Peristaltikpumpen besteht in der Verwendung einer gelenkigen oder Scharnier-Anbringung zwischen dem peristaltischen Antriebsmechanismus und seiner zugeordneten Platte. Ein Beispiel einer solchen IV-Pumpe ist in der (der EP-A-O 283 614) entsprechenden US-PS 4 728 265 (Cannon; übertragen auf Fischer Scientific Group, Geschäfte abwickelnd als IMED Corporation, einer Tochterfirma des Zessionars der vorliegenden Erfindung) offenbart. Die in der US-PS 4 728 265 offenbarte IV-Pumpe enthält ein Vorbelastungselement, das den peristaltischen Mechanismus gegen die Platte drängt, aber wie erforderlich (bei Bedarf) nachgibt, um die Kraft, die der peristaltische Mechanismus gegen den Schlauch ausüben kann, zu begrenzen. Obgleich dies eine Lösung für die durch übermäßige Kräfte, die ein Festgehen oder Versperren der Vorrichtung verursachen können,

aufgeworfenen Probleme darstellt, bietet eine solche Konstruktion in und an sich nicht ohne weiteres eine Lösung für das Problem eines (einer) pulsierenden Fluidstroms oder -strömung.

5

10

15

20

25

Das mit Peristaltikpumpen zusammenhängende Problem eines pulsierenden Fluidstroms beruht hauptsächlich darauf, daß jeder Finger des Pumpmechanismus eine diskrete Wirkung auf das Fluid im Schlauch ausübt. Das diskrete Wesen dieser Wirkung kann durch Vergrößerung der Zahl der sequentiell mit dem Schlauch in Berührung gelangenden Finger gemildert werden. Ungünstigerweise verbleibt auch bei einer optimalen Fingerzahl das Problem, daß es zur Herbeiführung eines (einer) kontinuierlichen Wellenzyklus oder -periode nötig ist, daß der erste Finger einen neuen Okklusionstakt genau zu der gleichen Zeit beginnt, zu welcher der letzte Finger den vorhergehenden Okklusionstakt beendet. Ungünstigerweise kommt es unvermeidlich vor, daß der erste Finger und der letzte Finger den Schlauch gleichzeitig okkludieren, so daß dazwischen Fluid in einer Tasche am Schlauch gefangen oder eingeschlossen wird. Der Andruckangriff der anderen Finger zwischen erstem und letztem Finger, welcher erstere Finger sequentiell gegen den Schlauch andrücken, während die Tasche zwischen den beiden Okklusionspunkten gebildet ist, verursacht eine Druckerhöhung in bezug auf das stromabseitige Fluid. Wenn dann der stromabseitige Finger vom Schlauch abhebt, strömt das Fluid stoßartig mit einer nicht-linearen oder pulsierenden Fluidströmung zum Patienten aus der Tasche aus und durch die Leitung hindurch.

30

Idealerweise sollte der stromabseitigste Finger (der letzte Finger) genau zu dem Zeitpunkt, zu dem der stromaufseitigste Finger (der erste Finger) den Schlauch okkludiert, anheben (d.h. die Okklusion des Schlauches aufheben). Bei einem solchen Zusammenwirken der Konstruktion wird im Schlauch keine

Tasche geformt, in welcher sich ein Fluiddruck aufbauen könnte. Ungünstigerweise werden durch übliche Fertigungspraktiken, Maschinentoleranzen und typische Montagemaßnahmen bei der Montage bzw. beim Zusammenbau einer linearen Peristaltikpumpe  
 5 jeweils getrennt Varianzen eingeführt, aufgrund derer jede Pumpe ihre eigenen, unterschiedlichen Pumpeigenschaften besitzt. Ohne gewisse Maßnahmen für Justage nach der Montage liefert demzufolge jede lineare Peristaltikpumpe einen mehr oder weniger pulsierenden Fluidstrom zu einem Patienten.

10

Eine Aufgabe dieser Erfindung ist die Schaffung einer verbesserten Peristaltikpumpe.

15

Gemäß einem Merkmal dieser Erfindung ist deren Gegenstand eine lineare Peristaltikpumpe, umfassend eine drehbare Nockenwelle, (und) mehrere mit der Nockenwelle gekoppelte Finger zum Erzeugen einer sich bewegenden bzw. wandernden Okklusionszone längs des IV-Schlauches bei Drehung der Nockenwelle und ein einstellbares Ausrichtmittel zur Festlegung einer Drehachse der  
 20 Nockenwelle, bei welcher der Fluidstrom durch den IV-Schlauch im wesentlichen linearisiert ist.

25

Gemäß einem anderen Merkmal dieser Erfindung ist deren Gegenstand eine lineare Peristaltikpumpe mit einem Mechanismus zum Aufrechterhalten eines linearen Fluidstroms durch einen IV-Schlauch, umfassend:

30

- ein Gehäuse (casing),
- eine betrieblich am (im) Gehäuse montierte oder gelagerte Nockenwelle mit einem stromaufseitigen und einem stromabseitigen Ende,
- eine Anzahl von mit der Nockenwelle gekoppelten Fingern,
- ein Gehäuseteil (housing) zur Herbeiführung einer linear hin- und hergehenden Bewegung der Finger bei einer Drehung der Nockenwelle zur Erzeugung einer sich bewegenden oder wandernden

Okklusionszone längs des Schlauches von einem Stromaufende zu einem Stromabende des Schlauches und

ein das Gehäuse (casing) mit dem Gehäuseteil (housing) verbindendes Ausrichtmittel, das einstellbar ist, um die Nockenwelle zur Verhinderung eines unerwünschten Druckaufbaus im Schlauch und zur Aufrechterhaltung eines im wesentlichen linearen Fluidstroms durch ihn zu neigen (schrägzustellen).

Weiterhin kann die Pumpe ein das Gehäuse schwenkbar mit dem Gehäuseteil verbindendes Mittel zur Festlegung einer Drehachse für das Gehäuse relativ zum Gehäuseteil im wesentlichen parallel zur Längsachse der Nockenwelle umfassen.

Dabei kann das Verbindungsmittel einen ersten Scharnierzapfen und einen zweiten Scharnierzapfen aufweisen, und das Ausrichtmittel kann eine am ersten Scharnierzapfen montierte exzentrische Büchse zum Bewegen des ersten Scharnierzapfens relativ zum Gehäuse sein.

Dabei ist es möglich, daß die Büchse am Gehäuseteil so einstellbar montiert oder gelagert ist, daß eine Drehung der Büchse einen Neigungswinkel der Längsachse der Nockenwelle zur Steuerung ihrer Wirkung auf den Fluidstrom durch den IV-Schlauch herbeiführt oder einstellt.

Die Pumpe kann außerdem eine Druckmeßvorrichtung zum Anzeigen des im Schlauch herrschenden Drucks aufweisen.

Zudem ist es dabei möglich, daß die Büchse einen Schlitz zur Ermöglichung einer einstellbaren Orientierung der Büchse im Gehäuseteil, um eine pulsierende (pulsatile) Strömung zu minimieren, in Abhängigkeit vom angezeigten Fluiddruck aufweist.

Die Büchse kann am stromabseitigen Ende der Nockenwelle angeordnet sein.

5 Die Büchse kann auch am stromaufseitigen Ende der Nockenwelle angeordnet sein.

Gemäß einem weiteren Merkmal dieser Erfindung ist deren Gegenstand eine lineare Peristaltikpumpe mit einem Mechanismus zum Herbeiführen eines im wesentlichen linearen Fluidstroms durch einen IV-Schlauch, umfassend:

10 ein Gehäuse, das eine drehbare Nockenwelle mit einer Anzahl von über ihre Länge auf Abstände verteilten Nocken lagert,  
eine Anzahl von mit dem (den) Nocken gekoppelten Fingern,  
15 ein mit dem Gehäuse gelenkig verbundenes Gehäuseteil zur Gewährleistung einer linearen Hin- und Herbewegung der Finger in Abhängigkeit von der Drehung der Nockenwelle zwecks Erzeugung einer wandernden Okklusionszone längs des Schlauches und  
ein einstellbares Ausrichtmittel zur Festlegung einer  
20 Drehachse der Nockenwelle, welche die Strömung des Fluids durch den Schlauch praktisch linearisiert.

Das Gehäuse kann eine Lagerkappe mit einem Gelenk- oder Scharnierbolzen aufweisen, das Gehäuseteil kann eine Gelenk- oder Scharnierlasche aufweisen, und das Ausrichtmittel kann  
25 eine drehbar an der Scharnierlasche gelagerte zylindrische Büchse umfassen, die eine sie durchsetzende, versetzte (außermittige) Bohrung zur Aufnahme des Scharnierbolzens aufweist.

30 Die Büchse kann drehbar sein, um den Scharnierbolzen relativ zum Gehäuseteil zu bewegen.

Die Büchse kann aus einem Kunststoff bestehen.



Gehäuse und Gehäuseteil können mittels einer Feder gegeneinander vorbelastet sein.

Gemäß noch einem weiteren Merkmal dieser Erfindung ist deren Gegenstand eine einstellbare lineare Peristaltikpumpe zum Pumpen von Fluiden durch einen elastischen oder nachgiebigen Schlauch mit im wesentlichen gleichmäßiger Strömung, umfassend:

eine Nockenwelle,

mehrere linear nebeneinander liegende Finger, einschließlich eines ersten und eines letzten Fingers, wobei jeder der Finger betrieblich oder wirkungsmäßig an der Nockenwelle angreift,

eine Platte, um den Schlauch gegen die Finger zu halten,

eine Einrichtung zum Drehen der Nockenwelle, um die Finger sequentiell und periodisch gegen den Schlauch anzudrücken und längs diesem eine wandernde Okklusionszone zu erzeugen, und

ein Mittel zum Neigen der Nockenwelle relativ zur Platte zum Öffnen (Aufheben) der Okklusion am letzten Finger, während der erste Finger den Schlauch okkludiert.

Das Mittel zum Neigen der Nockenwelle kann eine Büchse sein, die der Nockenwelle zugeordnet ist und ein Exzentermittel zum schwenkbaren Koppeln der Nockenwelle mit der Platte aufweist.

Das Exzentermittel kann die Büchse mit einer versetzten Bohrung (hold) zum Aufnehmen eines Gelenk- oder Scharnierbolzens umfassen.

Gemäß noch einem weiteren Merkmal dieser Erfindung ist deren Gegenstand ein Verfahren zum Einstellen oder Justieren einer linearen Peristaltikpumpe der Art mit einem Gehäuse, einer am (im) Gehäuse längs einer Drehachse betrieblich oder wirkungsmäßig gelagerten drehbaren Nockenwelle, (und) mehreren

mit der Nockenwelle gekoppelten Fingern, um eine lineare hin- und hergehende Bewegung der Finger zwecks Erzeugung einer sich bewegendes oder wandernden Okklusionszone gegen einen Schlauch herbeizuführen, wobei der Schlauch ein stromaufseitiges Ende und ein stromabseitiges Ende aufweist, mit folgenden Schritten:

- (a) Drehen der Nockenwelle,
- (b) Überwachen der Druckänderungsgröße im Schlauch, welche die Änderungsgröße des Fluidstroms durch den Schlauch repräsentiert, und
- (c) Neigen der sich drehenden Nockenwelle, bis die überwachte Größe (rate) des Fluidstroms im wesentlichen linear ist.

Erfindungsgemäß wird somit erkannt bzw. gewährleistet, daß eine richtige Ausrichtung des linearen Peristaltikmechanismus mit seiner Platte Druckstöße in der Fluidströmung, die beim Einführen von medizinischen Fluiden (bzw. Flüssigkeiten) in einen Patienten Schwierigkeiten herbeiführen können, minimiert. Zudem wird erfindungsgemäß sichergestellt, daß eine richtige Ausrichtung mit einer Einstellung oder Justierung nach der Montage erreicht werden kann.

Im Hinblick auf obiges richtet sich diese Erfindung auf die mit linearen Peristaltikpumpen zusammenhängenden Probleme bezüglich der Aufrechterhaltung eines linearen Fluidstroms zum Patienten.

Ein Vorteil dieser Erfindung ist es daher, daß mit ihr eine Peristaltikpumpenvorrichtung bereitgestellt wird, bei welcher die von der peristaltischen Wirkung herrührende pulsierende Natur des Fluidstroms durch einen Schlauch reduziert wird. Ein anderer Vorteil dieser Erfindung liegt in der Bereitstellung einer linearen Peristaltikpumpe, die einfach herzustellen ist und die eingestellt oder justiert werden kann, um Varianzen aufgrund der für einwandfreie(n) Montage und Betrieb

erforderlichen, äußerst engen Toleranzen zwischen ihren mechanischen Bauelementen zu kompensieren. Noch ein anderer Vorteil dieser Erfindung liegt in der Bereitstellung einer haltbaren und zuverlässigen Peristaltikpumpe, die kostengünstig ist und Fluide akkurat in Patienten einzuführen vermag.

Eine bevorzugte Ausführungsform der erfindungsgemäßen linearen Peristaltikpumpe enthält einen Mechanismus zum Erzeugen eines im wesentlichen linearen Fluidstroms durch einen IV-Schlauch. Insbesondere umfaßt die bevorzugte Ausführungsform ein Gehäuse, an (in) welchem eine drehbare Welle betrieblich gelagert ist, an der mehrere beabstandete Nocken in wendelförmiger Anordnung montiert sind. Mehrere Finger können betrieblich oder wirkungsmäßig den an der Nockenwelle montierten Nocken zugeordnet sein und durch die Nocken angetrieben werden. Ein Gehäuseteil kann am Gehäuse (casing) über Scharnierbolzen scharnierartig oder gelenkig angebracht sein, um die Finger zur Erzeugung einer linearen Hin- und Herbewegung derselben durch das Gehäuseteil (housing) in Abhängigkeit von einer Drehung der Welle aufzunehmen und zu führen. Ein Plattenabschnitt mit einem darauf aufliegenden Schlauch kann am Gehäuseteil unter den Fingern angeordnet sein. Bei Aktivierung der Finger durch die rotierende Nockenwelle können die Finger mit dem Schlauch in Eingriff gebracht werden, um eine sich bewegende bzw. wandernde Okklusionszone längs des Schlauches zu erzeugen. Zwischen das Gehäuse und das Gehäuseteil kann eine Feder eingeschaltet sein, um die Finger im Gehäuse elastisch gegen den auf dem Plattenabschnitt des Gehäuseteils aufliegenden IV-Schlauch vorzube- lasten bzw. zu drängen. Ein Ausrichtmittel, das in Wechselwirkung zwischen Gehäuse und Gehäuseteil zu treten vermag, ist zum einwandfreien Orientieren der Nockenwelle vorgesehen. Durch diese Orientierung wird eine Drehachse für die Nockenwelle bereitgestellt, welche die Nockenwelle in bezug auf den auf der Platte aufliegenden Schlauch zweckmäßig ausrichtet, um den

letzten Finger (d.h. stromabseitigen Finger) den Schlauch im  
 gleichen Augenblick, in welchem der erste Finger (d.h. strom-  
 aufseitige Finger) den Schlauch okkludiert bzw. verschließt,  
 aus der Okklusion freigeben zu lassen. Durch zweckmäßige Ein-  
 5 stellung wird die Zeit(spanne), während welcher erster und  
 letzter Finger den Schlauch gleichzeitig okkludieren, mini-  
 miert. Eine etwaige, zwischen diesen Fingern geformte Tasche  
 besteht daher nur kurzzeitig, so daß folglich ein unerwünschter  
 Druckaufbau minimal ist. In einer Ausführungsform der Erfindung  
 10 ist das Ausrichtmittel eine an einem stromaufseitigen Schar-  
 nierbolzen exzentrisch montierte bzw. gelagerte Büchse, die am  
 Gehäuseteil so montiert bzw. gelagert sein kann, daß sie in  
 eine gewünschte Stellung zum Einstellen des Neigungswinkels der  
 Drehachse der Nockenwelle relativ zur Ebene der Platte, um ihre  
 15 Wirkung auf den (die) Fluidstrom oder -strömung zu kontrollie-  
 ren, drehbar ist.

Im folgenden wird auf die beigeführten Zeichnungen Bezug  
 genommen, in denen zeigen:

20

Fig. 1 eine Vorderansicht einer linearen Peristaltikpumpe  
 gemäß dieser Erfindung, in ihrer Arbeits- oder  
 Betriebsumgebung dargestellt,

25

Fig. 2 eine Seitenansicht des Pumpmechanismus gemäß dieser  
 Erfindung,

30

Fig. 3 eine im Schnitt parallel zur Mittellinie des erfin-  
 dungsgemäßen Pumpmechanismus gehaltene Seitenansicht  
 entsprechend der Darstellung von Fig. 2,

Fig. 4 eine auseinandergezogene perspektivische Darstellung  
 des Pumpmechanismus mit der Übersichtlichkeit halber  
 weggeschnittenen Teilen,

Fig. 5 eine perspektivische Darstellung des erfindungs-  
gemäßen Ausrichtmechanismus,

Fig. 6A eine Stirnseitenansicht einer Ausrichtbüchse in einer  
ersten Stellung der Winkeldrehung,

Fig. 6B die Ausrichtbüchse nach Fig. 6A in einer Drehstel-  
lung, die um  $180^\circ$  gegenüber derjenigen nach Fig. 6A  
versetzt ist,

Fig. 7A einen Schnitt durch den Pumpmechanismus längs der  
Linie 7-7 in Fig. 2 und 4, wobei sich der Ausricht-  
mechanismus in der Stellung gemäß Fig. 6A befindet,  
und

Fig. 7B einen Schnitt durch den Pumpmechanismus längs der  
Linie 7-7 in Fig. 3 und 4, wobei sich der Ausricht-  
mechanismus in der Stellung gemäß Fig. 6B befindet.

In Fig. 1 ist die vorliegende Erfindung in ihrer vorge-  
sehenen Umgebung dargestellt. Gemäß Fig. 1 ist eine allgemein  
mit 10 bezeichnete peristaltische Pumpe bzw. Peristaltikpumpe  
an einer Intravenös- bzw. IV-Säule 12 montiert veranschaulicht.  
Ein Fluidvorrat 14 ist an der IV-Säule 12 auf herkömmliche  
Weise aufgehängt; ein mit dem Fluidvorrat 14 in Fluidverbindung  
stehender Intravenös- bzw. IV-Schlauch 16 ist betrieblich oder  
wirkungsmäßig in den Pumpmechanismus 18 der linearen Peristal-  
tikpumpe 10 eingelegt. Fig. 1 veranschaulicht weiterhin, daß  
der IV-Schlauch 16 von der linearen Peristaltikpumpe 10 in  
Stromabrichtung verläuft und mit einem Patienten 20 verbunden  
ist.

In Fig. 2 ist die allgemeine Anordnung der Haupt-Bauelemente des Pumpmechanismus 18 dargestellt. Insbesondere umfaßt der Pumpmechanismus 18 ein Gehäuse 22, ein Aufnahme-Gehäuseteil 24 und einen Antriebsmotor 26, die sämtlich betrieblich bzw. 5 wirkungsmäßig einer Platte 28 zugeordnet sind. Der Antriebsmotor 26 ist dem Gehäuse 22 betrieblich zugeordnet, um peristaltische Finger 30 gegen den IV-Schlauch 16 zu bewegen oder zu verschieben, der gegen die Platte 28 gelagert und festgehalten ist. Wie auf diesem Fachgebiet an sich bekannt ist, wird 10 durch die Wirkung der peristaltischen Finger 30 gegen den IV-Schlauch 16, der zwischen den peristaltischen Fingern 30 und der Platte 28 positioniert ist, eine sich bewegende bzw. wandernde Einschlußzone in einer wellenartigen Weise längs des Schlauches 16 erzeugt, um Fluid (bzw. Flüssigkeit) durch den 15 Schlauch 16 zum Patienten 20 zu fördern.

Gemäß Fig. 3 ist der Antriebsmotor 26 an einer Halterung 32 angebracht. Dabei können beliebige herkömmliche Befestigungsmittel, wie Schrauben, benutzt werden, um eine feste 20 Lagenbeziehung zwischen dem Antriebsmotor 26 und der Halterung 32 herzustellen. Der Antriebsmotor 26 weist eine Antriebswelle 34 auf. Eine Hülse 36 verbindet die Antriebswelle 34 mit einer Nockenwelle 38 in der Weise, daß die Drehbewegung der Antriebswelle 34 über die Hülse 36 auf die Nockenwelle 38 übertragen 25 wird. Das Gehäuse 22 enthält ein von einer Lagerkappe 56 getragenes Lager 40 und ein von einer Lagerkappe 57 getragenes Lager 42, welche Lager die Nockenwelle 38 für Drehung relativ zum Gehäuse 22 lagern. Die Halterung 32 ist am Gehäuse 22 in der Weise befestigt, daß sie den Antriebsmotor 26, die Nockenwelle 38 und das Gehäuse 22 in der in Fig. 3 gezeigten Beziehung hält. Insbesondere halten diese Bauelemente die Nockenwelle 38 im wesentlichen parallel zur Oberfläche der Platte 28, 30 jedoch unter Ermöglichung einer weiteren, nachstehend noch näher zu beschreibenden einstellbaren Ausrichtung.

Gemäß Fig. 3 sind ferner längs der Länge der Nockenwelle 38 Nocken 44 in einer Reihe angeordnet. Die Nocken 44 sind über die Länge der Nockenwelle 38 in einer wendelförmigen oder schraubenartigen Weise angeordnet. Wenn bei dieser Anordnung  
 5 der Nocken längs der Nockenwelle 38 die Nocken betrieblich bzw. wirkungsmäßig mit den peristaltischen Fingern 30 gekoppelt sind, wird eine sequentielle hin- und hergehende Bewegung der peristaltischen Finger 30 erzeugt, die in einer peristaltischen Wirkung der Finger 30 gegen den IV-Schlauch 16 resultiert.  
 10 Diese wellenartige Wirkung bringt eine wandernde Okklusionszone zum Bewegen von Fluid durch den Schlauch 16 hindurch hervor.

Gemäß Fig. 3 ist ferner eine Membran 46 vorgesehen, welche die peristaltischen Finger 30 vom IV-Schlauch 16 trennt. Die  
 15 Membran 46 dient als Sperre oder Barriere zur Verhinderung eines unerwünschten Eintritts von Fluiden in die arbeitenden Bauelemente des Pumpmechanismus 18. Letzterer kann auch feststehende Elemente 48 und einen Drucksensor 50 aufweisen.

Das Zusammenwirken der Struktur zwischen Gehäuse 22 und Gehäuseteil 24 ist weiterhin in Fig. 4 veranschaulicht. Die offene Unterseite des Gehäuseteils 24 ermöglicht ein Hindurchtreten der peristaltischen Finger 30 durch dieses Gehäuseteil für den konsequenten betrieblichen Angriff der  
 25 peristaltischen Finger 30 am IV-Schlauch 16. In den inneren Seitenwänden 51 des Gehäuseteils 24 sind in einer Reihe Nuten 52 geformt, die nebeneinander angeordnet und durch Führungen 54 voneinander getrennt sind. Die Nuten 52 nehmen die peristaltischen Finger 30 darin auf, und die Führungen 54 dienen zur  
 30 Zurückhaltung der peristaltischen Finger 30 in den Nuten 54 für lineare Hin- und Herbewegung darin.

Gehäuse 22 und Gehäuseteil 24 sind scharnierartig bzw. gelenkig miteinander verbunden. Zur Herstellung dieser

Verbindung weist die am Gehäuse 22 montierte Lagerkappe 56 einen stromabseitigen Scharnierbolzen 64 auf, der in eine Scharnier-Ausrichtbüchse 60 eingesetzt ist, die ihrerseits zur Herstellung der scharnierartigen Beziehung zwischen Gehäuse 22 und Gehäuseteil 24 in eine Bohrung 62 eingeführt ist. Ein  
5 zweiter Anlenkpunkt kann auch mittels einer Gelenk- oder Scharnierlasche 78 festgelegt sein, die auf ähnliche Weise an der Lagerkappe 57 am Gehäuse 22 angebracht ist. Eine andere Möglichkeit zur Festlegung des zweiten Anlenkpunkts ist in Fig. 4 dargestellt, wobei ein stromaufseitiger Scharnierbolzen 80  
10 durch die Lagerkappe 57 hindurch in die Scharnierlasche 78 eingesetzt ist. Wie noch näher erläutert werden wird, ist an diesem zweiten Anlenkpunkt keine Scharnier-Ausrichtbüchse 60 vorgesehen. Es ist jedoch darauf hinzuweisen, daß die Ausricht-  
15 büchse 60 in der stromaufseitigen Position (d.h. im Zusammenwirken mit dem Scharnierbolzen 80) angeordnet sein kann, anstatt - wie allgemein offenbart - in der stromabseitigen Position angeordnet zu sein. Allgemeine Funktion und allgemeines Zusammenwirken der Konstruktion sind (in diesem Fall)  
20 die gleichen. Im Hinblick hierauf und unter Berücksichtigung der Tatsache, daß die Kombination mit einer stromaufseitigen Ausrichtbüchse nicht dargestellt ist, liefert die Ausrichtbüchse 60 in einer stromaufseitigen Position die gleiche gute Wirkung.

25 Weiterhin dargestellt sind Federn 66, 76, die an Anschlußpunkten 70, 74 des Gehäuses 22 bzw. Anschlußpunkten 68, 72 des Gehäuseteils 24 angeschlossen (eingehängt) sind. Wie noch näher erläutert werden wird, setzen die Federn 66, 76 einer Drehung  
30 des Gehäuses 22 um die Anlenkpunkte des Gehäuseteils 24 einen Widerstand entgegen. Für den Fachmann auf diesem Gebiet ist offensichtlich, daß der für die vorliegende Erfindung in Fig. 4 gezeigte Gelenk- bzw. Scharniermechanismus lediglich beispielhaft ist und eine beliebige Anordnung ausreicht, durch welche



eine Scharnier- bzw. Gelenkwirkung (bzw. Anlenkung) zwischen Gehäuse 22 und Gehäuseteil 24 gewährleistet werden kann, vorausgesetzt, daß diese Anordnung die funktionellen Eigenschaften zum Erreichen des noch zu beschreibenden, erfindungsgemäßen Zwecks in sich vereinigt.

In Fig. 5 ist die vom Gehäuse 22 getrennte Lagerkappe 56 mit dem von ihr abstehenden Scharnierbolzen 64 dargestellt. Die dargestellte Scharnier-Ausrichtbüchse 60 ist im wesentlichen zylindrisch und weist eine erste (Stirn-)Fläche 61 auf, die von einer Bohrung 63 durchsetzt wird. Die Bohrung 63 verläuft durch die Büchse 60 und besitzt einen zweckmäßigen Durchmesser zur Aufnahme des Scharnierbolzens 64.

Gemäß den Fig. 6A und 6B ist die Ausrichtbüchse 60 auf den Scharnierbolzen 64 der Lagerkappe 56 aufgesetzt. In Fig. 6A ist die Scharnier-Ausrichtbüchse 60 in einer durch 0° repräsentierten Bezugsstellung dargestellt. Wie durch einen Pfeil 89 angedeutet, kann die Büchse gedreht werden. Gemäß Fig. 6B ist die Ausrichtbüchse 60 in Richtung eines Pfeils 91 um 180° in die dargestellte Stellung verdreht worden. Die Scharnier-Ausrichtbüchse 60 kann einen Schlitz 64 zum Aufnehmen eines Einstellwerkzeugs, z.B. eines Schraubendrehers aufweisen, um die Büchse 60 auf die in Verbindung mit der Arbeitsweise näher beschriebene Weise drehen zu können.

#### ARBEITSWEISE

Im Betrieb der Pumpe 10 ist der IV-Schlauch 16 zwischen der Platte 28 und dem Pumpmechanismus 18 positioniert. Die Nockenwelle 38 ist am bzw. im Gehäuse 22 gelagert, wobei der Antriebsmotor 26 betrieblich mit der Nockenwelle 38 verbunden ist, um diese in Drehung zu versetzen. Die dabei hervorgerufene Wirkung der Nocken 44 an der Nockenwelle 38 erzeugt eine

lineare hin- und hergehende Bewegung der peristaltischen Finger 30 in den Nuten 52 des Gehäuses 24. Durch diese Bewegung wird eine sich bewegende bzw. wandernde Okklusionszone gegen den bzw. am IV-Schlauch 16 erzeugt, um Fluid durch den Schlauch hindurchzutreiben.

Die durch die peristaltischen Finger 30 gegen den IV-Schlauch 16 ausgeübten Kräfte werden oder sind durch die Wechselwirkung des Gehäuses 22 mit dem Gehäuseteil 24 begrenzt. Die peristaltischen Finger 30 sind in Berührung oder Eingriff mit dem IV-Schlauch 16 nur bis zu dem Punkt verschiebbar, an welchem jede weitere, gegen die peristaltischen Finger 30 ausgeübte Kraft eine Bewegung zwischen dem Gehäuse 22 und dem Gehäuseteil 24 herbeiführt. Gemäß den Fig. 7A und 7B wird somit eine etwaige übermäßige Gegenkraft, die auf die peristaltischen Finger 30 ausgeübt wird, über die Finger gegen die Nockenwelle 38 ausgeübt oder übertragen, so daß das Gehäuse 22 in Richtung eines Pfeils 90 um die Scharnierachse 98 relativ zum Gehäuseteil 24 verdreht wird. Einer solchen Drehbewegung des Gehäuses 22 um die Scharnierachse 98 wird ein Widerstand durch die Wirkung der Federn 66 und 76 und ihrer Verbindungen zwischen Gehäuse 22 und Gehäuseteil 24 entgegengesetzt.

Die Arbeitsweise des Mechanismus zur Aufrechterhaltung eines linearen Fluidstroms durch den IV-Schlauch 16 ergibt sich ferner aus einer Bezugnahme auf die Fig. 3, 6A und 6B sowie die Fig. 7A und 7B. Insbesondere okkludiert gemäß Fig. 3 der erste Finger 30a an einem Punkt im Zyklus bzw. Takt den IV-Schlauch 16 an einer Stelle 101. Wie oben erwähnt, kann ohne eine Einstellung bzw. Justierung nach der Montage der letzte Finger 30b den Schlauch 16 an der Stelle 102 zur gleichen Zeit okkludieren, zu der der erste Finger 30a den Schlauch 16 an der Stelle 101 okkludiert. Diese gleichzeitige Okklusion kann zwischen Takten auftreten, während ein neuer Takt eben am Finger 30a

beginnt und der letzte Takt eben am Finger 30b abgeschlossen wird. Das Ergebnis ist die Bildung einer geschlossenen Tasche 110 am bzw. im Schlauch 16 zwischen den Okklusionsstellen 101 und 102. Wie oben erwähnt, wird außerdem durch ein etwaiges  
 5 weiteres Andrücken der Finger 30 gegen die Tasche 110 der Fluiddruck in der Tasche 110 erhöht, so daß beim Verschwinden der Okklusionsstelle 102 Fluid stoßartig in den Schlauch 16 einströmt.

10 Um einen solchen Zustand zu kompensieren, ist erfindungsgemäß vorgesehen, daß die gesamte Nockenwelle 38 auf die in Fig. 3 gezeigte Weise aus ihrer ursprünglich montierten Orientierung über einen Winkel  $\theta$  relativ zur Platte 28 schräggestellt oder geneigt werden muß. Durch Neigen oder Anheben des  
 15 stromaufseitigen oder stromabseitigen Endes der Nockenwelle 38 tritt ein geringerer unerwünschter Druckaufbau zwischen den Okklusionsstellen 101 und 102 durch ersten bzw. letzten Finger 30a bzw. 30b auf, wodurch der Druck reduziert und eine pulsierende Strömung minimiert werden. Hierdurch wird die Aufrecht-  
 20 erhaltung einer linearen Strömung begünstigt. Die Größe der nötigen Einstellung oder Neigung der Nockenwelle 38 ist sehr klein; typischerweise wird die Nockenwelle 38 an ihrem stromaufseitigen oder stromabseitigen Ende nur im Bereich von 0,0254 bis 0,127 mm (0,001 - 0,005 Zoll) angehoben.

25 Wie weiterhin aus den Fig. 6A und 6B hervorgeht, wird bei einer Drehung der Scharnier-Ausrichtbüchse 60 auf einen gewünschten Rotationswinkel die Lagerkappe 56 angehoben und damit die gesamte, auf der Lagerkappe 56 getragene Nockenwelle 38 um  
 30 eine Größe 100 angehoben oder abgesenkt. Da die Scharnier-Ausrichtbüchse 60 in der Bohrung 62 der Scharnierlasche 58 aufgenommen ist, wird beim Drehen der Scharnier-Ausrichtbüchse 60 um 180°, wie in Fig. 6B gezeigt, die den Scharnierbolzen 64 tragende bzw. aufnehmende exzentrische Bohrung 63 veranlaßt,

das Gehäuse über die Strecke (von) 100 aufwärts zu bewegen, um damit die Nockenwelle 38 um den gleichen Betrag zu neigen. Durch Drehen der Scharnier-Ausrichtbüchse 60 in eine zweckmäßige Zwischenstellung kann jede beliebige Einstellgröße dazwischen, wie in den Fig. 6A und 6B gezeigt, aufrechterhalten werden.

Dies ist in den Fig. 7A und 7B näher veranschaulicht. In Fig. 7A ist die angelenkte Drehachse 98 in einer ersten Position dargestellt, die derjenigen nach Fig. 6A entspricht und durch die Strecke 103 repräsentiert ist. In Fig. 7B ist die Scharnier-Ausrichtbüchse um 180° gedreht worden, wodurch die Drehachse 98 so angehoben worden ist, daß das stromabseitige Ende der Nockenwelle 38 auf eine Strecke 104 angehoben ist.

In der Praxis können solche Einstellungen stattfinden bzw. vorgenommen werden, während sich die Peristaltikpumpe 10 im Betrieb befindet, um den peristaltischen Pump- bzw. Pumpenmechanismus auf der Grundlage der für die betreffende Pumpe vorliegenden Toleranzen auf seine optimale Neigung der Nockenwelle 38 einzustellen. Außerdem kann die optimale Größe der Einstellung durch Vornehmen einer solchen Einstellung unter Messung des Drucks im Inneren des IV-Schlauchs 16 mittels des Drucksensors 50 und kontinuierliches Justieren der Scharnier-Ausrichtbüchse 60 auf eine Einstellung realisiert werden, in welcher die Linearität des Fluidstroms maximiert und daher das Pulsieren des Stroms bzw. der Strömung minimiert ist. Hierdurch wird eine sehr feine Abstimmeinstellung gewährleistet, die bisher bei keiner der Vorrichtungen erreicht werden konnte, wie sie in den oder für die herkömmlichen Pumpen offenbart oder angegeben sind.

Es ist darauf hinzuweisen, daß die Relativbewegung zwischen Gehäuse 22 und Gehäuseteil 24 um die Scharnier- oder

Anlenkachse 98 mit Hilfe verschiedenartiger Strukturen hervorgebracht werden kann. Außerdem kann es wünschenswert sein, erforderlichenfalls eine zusätzliche Einstellmöglichkeit vorzusehen.

5

Obgleich mit der vorstehend im einzelnen dargestellten und offenbarten Peristaltikpumpe die angegebenen Aufgaben voll und ganz gelöst und die vorher erwähnten Vorteile gewährleistet werden können, ist darauf hinzuweisen, daß diese Offenbarung die derzeit bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung lediglich beispielhaft verdeutlichen soll und keinerlei Einschränkungen bezüglich der vorliegend dargestellten Konstruktions- oder Entwurfseinzelheiten, abgesehen von den in den beigefügten Ansprüchen definierten, beabsichtigt sind.

15

5

Patentansprüche

10           1.    Lineare Peristaltikpumpe (10) zum Pumpen von Fluid  
durch einen Intravenös- bzw. IV-Schlauch (16), umfassend eine  
drehbare Nockenwelle (38), (und) mehrere mit der Nockenwelle  
(38) gekoppelte Finger (30) zum Erzeugen einer sich bewegenden  
bzw. wandernden Okklusionszone längs des IV-Schlauches (16) bei  
15   Drehung der Nockenwelle (38), ferner gekennzeichnet durch  
ein einstellbares Ausrichtmittel zur Festlegung einer  
Drehachse der Nockenwelle (38), bei welcher der Fluidstrom  
durch den IV-Schlauch (16) im wesentlichen linearisiert ist.

20           2.    Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 1, ferner  
gekennzeichnet durch  
ein die Nockenwelle (38) tragendes oder lagerndes Gehäuse  
(22) und  
ein mit dem Gehäuse (22) verbundenes Gehäuseteil (24) zur  
25   Ermöglichung (establishing) einer linearen Hin- und Herbewegung  
der Finger (30) in Abhängigkeit von der Drehung der Nockenwelle  
(38) zwecks Erzeugung der wandernden Okklusionszone von einem  
stromaufseitigen Ende zu einem stromabseitigen Ende des IV-  
Schlauches (16).

30

          3.    Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 2, ferner  
gekennzeichnet durch  
ein das Gehäuse (22) schwenkbar mit dem Gehäuseteil (24)  
verbindendes Mittel zur Festlegung einer Drehachse für das

Gehäuse (22) relativ zum Gehäuseteil (24) im wesentlichen parallel zur Längsachse der Nockenwelle (38).

4. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 3, ferner  
5 dadurch gekennzeichnet, daß

das Verbindungsmittel einen ersten Scharnierbolzen (64)  
und einen zweiten Scharnierbolzen (80) aufweist und

das Ausrichtmittel eine auf dem ersten Scharnierbolzen  
(64) montierte oder gelagerte exzentrische Büchse (60) zum  
10 Verschieben des ersten Scharnierbolzens (64) relativ zum  
Gehäuseteil (24) aufweist.

5. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 4, ferner  
dadurch gekennzeichnet, daß

15 die Büchse (60) am Gehäuseteil (24) so einstellbar  
montiert oder gelagert ist, daß eine Drehung der Büchse (60)  
einen Neigungswinkel der Längsachse der Nockenwelle (38) zur  
Steuerung ihrer Wirkung auf den Fluidstrom durch den IV-  
Schlauch (16) herbeiführt oder einstellt.

20 6. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 4 oder 5,  
ferner dadurch gekennzeichnet, daß

die Nockenwelle (38) ein stromaufseitiges Ende und ein  
stromabseitiges Ende aufweist und

25 die Büchse (60) am stromabseitigen Ende der Nockenwelle  
(38) angeordnet ist.

7. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 4 oder 5,  
ferner dadurch gekennzeichnet, daß

30 die Nockenwelle (38) ein stromaufseitiges Ende und ein  
stromabseitiges Ende aufweist und

die Büchse (60) am stromaufseitigen Ende der Nockenwelle  
(38) angeordnet ist.

8. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 2, ferner dadurch gekennzeichnet, daß

das Gehäuseteil (24) gelenkig oder scharnierartig mit dem Gehäuse (22) verbunden ist,

5 das Gehäuse (22) eine Lagerkappe (56) mit einem Scharnierbolzen (64) aufweist,

das Gehäuseteil (24) eine Scharnierlasche (58) aufweist,

das Ausrichtmittel eine drehbar an der Scharnierlasche (58) montierte oder gelagerte Büchse (60) umfaßt und

10 die Büchse (60) von einer versetzten (außermittigen) Bohrung (63) zum Aufnehmen des Scharnierbolzens (64) durchsetzt wird.

9. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 8, ferner  
15 dadurch gekennzeichnet, daß die Büchse (60) drehbar ist, um den Scharnierbolzen (64) relativ zum Gehäuseteil (24) zu bewegen oder zu verschieben.

10. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach einem der  
20 Ansprüche 4 bis 9, ferner gekennzeichnet durch eine Druckmeßvorrichtung (50) zum Anzeigen des im IV-Schlauch (16) herrschenden Fluiddrucks.

11. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 10,  
25 ferner dadurch gekennzeichnet, daß die Büchse (60) einen Schlitz (65) zur Ermöglichung einer einstellbaren Orientierung der Büchse (60) im Gehäuseteil (24), um eine pulsierende (pulsatile) Strömung zu minimieren, in Abhängigkeit vom angezeigten Fluiddruck aufweist.

30

12. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach einem der Ansprüche 4 bis 11, ferner dadurch gekennzeichnet, daß die Büchse (60) aus einem Kunststoff besteht.



13. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach einem der Ansprüche 2 bis 12, ferner dadurch gekennzeichnet, daß das Gehäuse (22) und das Gehäuseteil (24) mittels einer Feder (66, 76) gegeneinander vorbelastet bzw. gedrängt sind.

5

14. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 1, ferner gekennzeichnet durch eine Platte (28) zum Halten des IV-Schlauches (16) gegen die Finger (30) und

10

eine Einrichtung zum Drehen der Nockenwelle (38), um die Finger (30) für die Erzeugung der wandernden Okklusionszone sequentiell und periodisch (taktweise) gegen den IV-Schlauch (16) anzupressen.

15

15. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 14, ferner dadurch gekennzeichnet, daß das Ausrichtmittel eine der Nockenwelle (38) zugeordnete Büchse (60) mit einem Exzentermittel zum schwenkbaren Koppeln der Nockenwelle (38) mit der Platte (28) umfaßt.

20

16. Lineare Peristaltikpumpe (10) nach Anspruch 15, ferner dadurch gekennzeichnet, daß das Exzentermittel eine in der Büchse (60) vorgesehene versetzte (außermittige) Bohrung (63) zum Aufnehmen eines Scharnierbolzens (64) umfaßt.

25

17. Verfahren zum Einstellen oder Justieren einer linearen Peristaltikpumpe (10) der Art mit einem Gehäuse (22), einer am (im) Gehäuse längs einer Drehachse betrieblich oder wirkungsmäßig gelagerten drehbaren Nockenwelle (38), (und) mehreren mit der Nockenwelle (38) gekoppelten Fingern (30), um eine lineare hin- und hergehende Bewegung der Finger (30) zwecks Erzeugung einer sich bewegenden oder wandernden Okklusionszone gegen einen Schlauch (16) herbeizuführen, wobei der Schlauch (16) ein stromaufseitiges Ende und ein stromabseitiges

30

Ende aufweist, umfassend den Schritt eines Drehens der Nockenwelle (38) und gekennzeichnet durch die folgenden Schritte:

Überwachen der Größe der Druckänderung im Schlauch (16), welche die Änderungsgröße des Fluidstroms durch den Schlauch repräsentiert, und

5

Neigen der rotierenden Nockenwelle (38), bis die überwachte Größe (rate) des Fluidstroms im wesentlichen linear ist.

0431726

15-08-91

1/3

Fig. 1

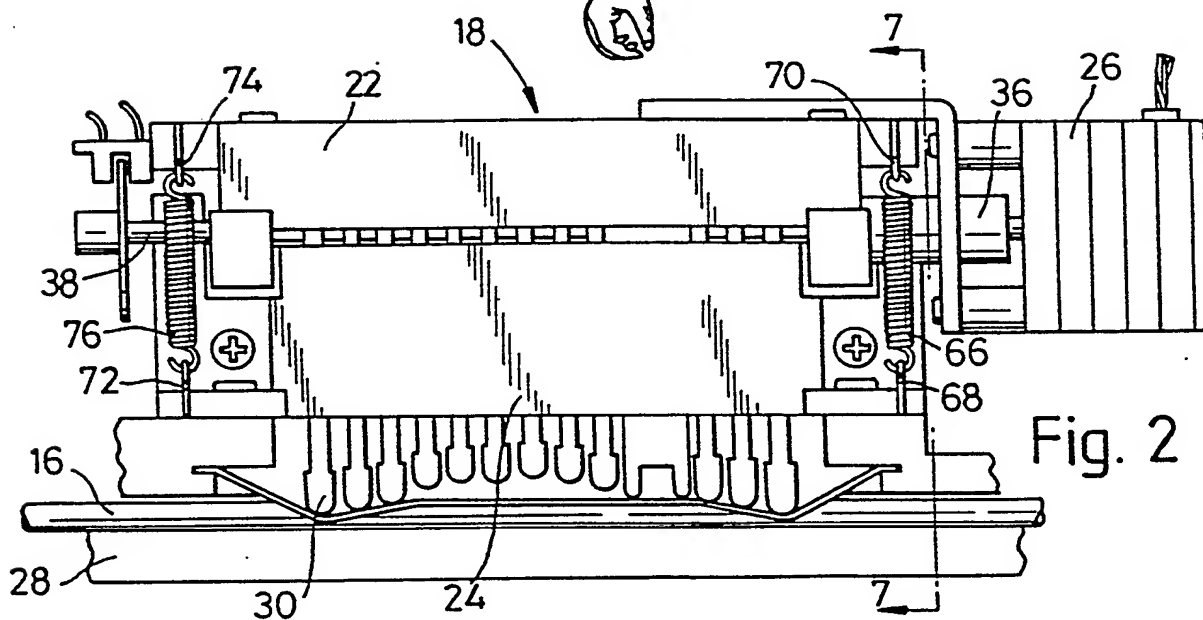
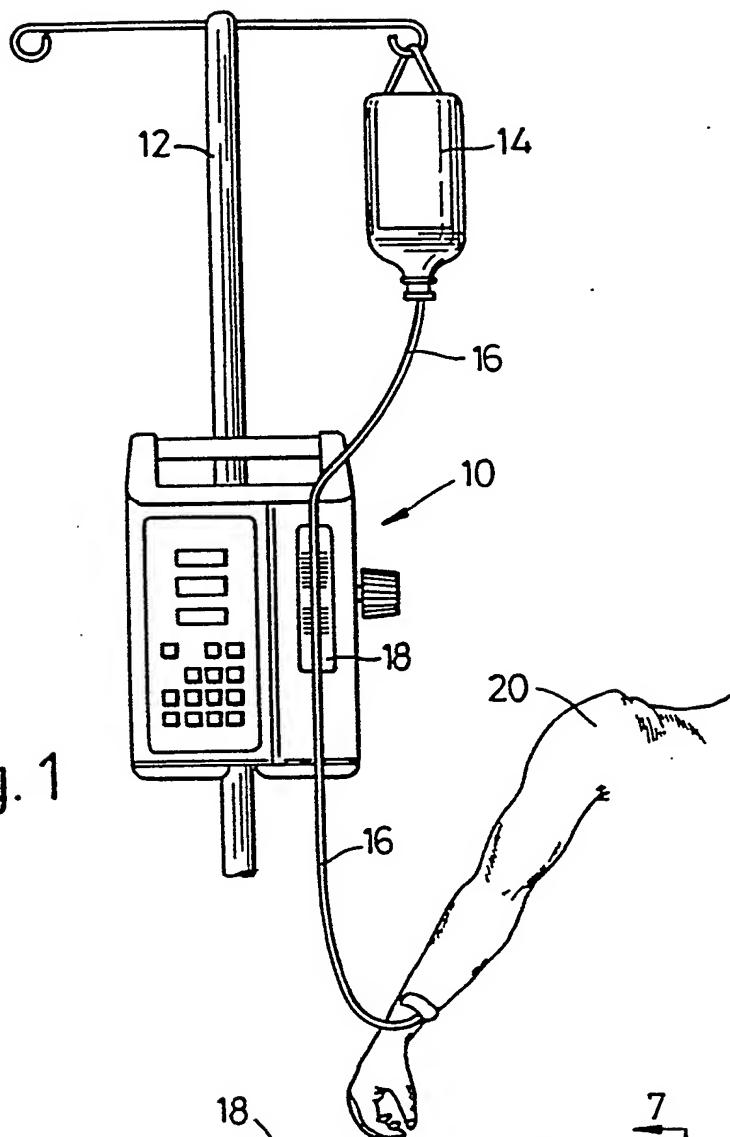


Fig. 2

2/3

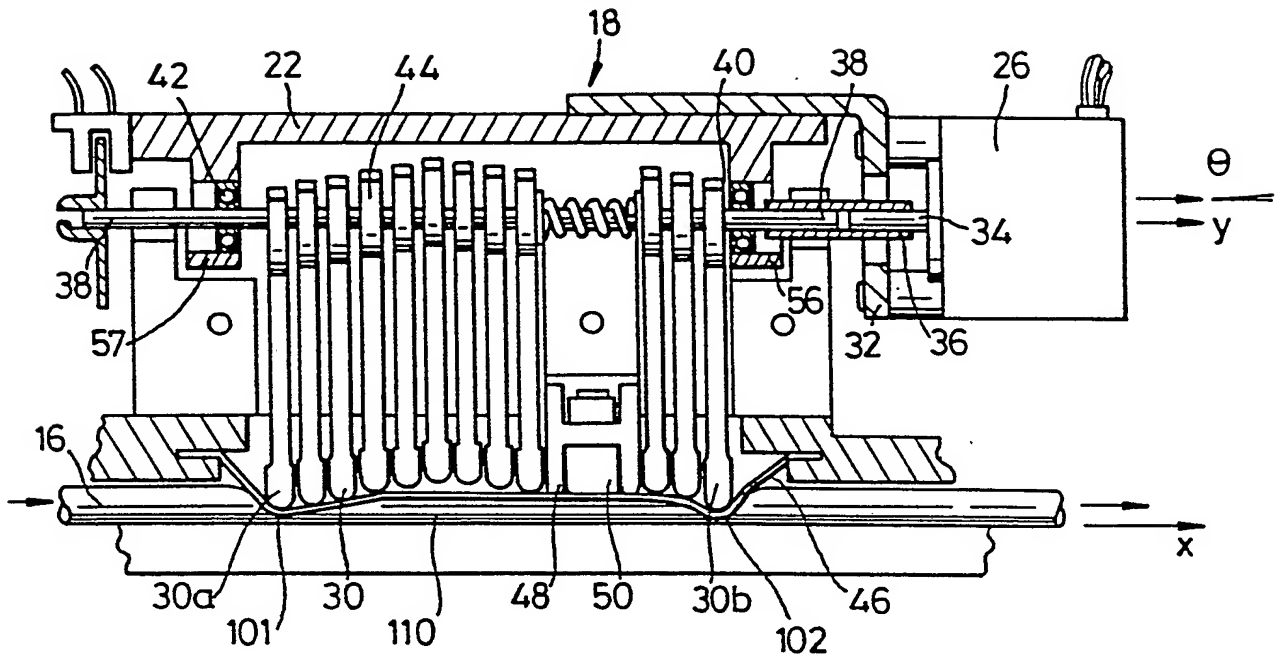


Fig. 3

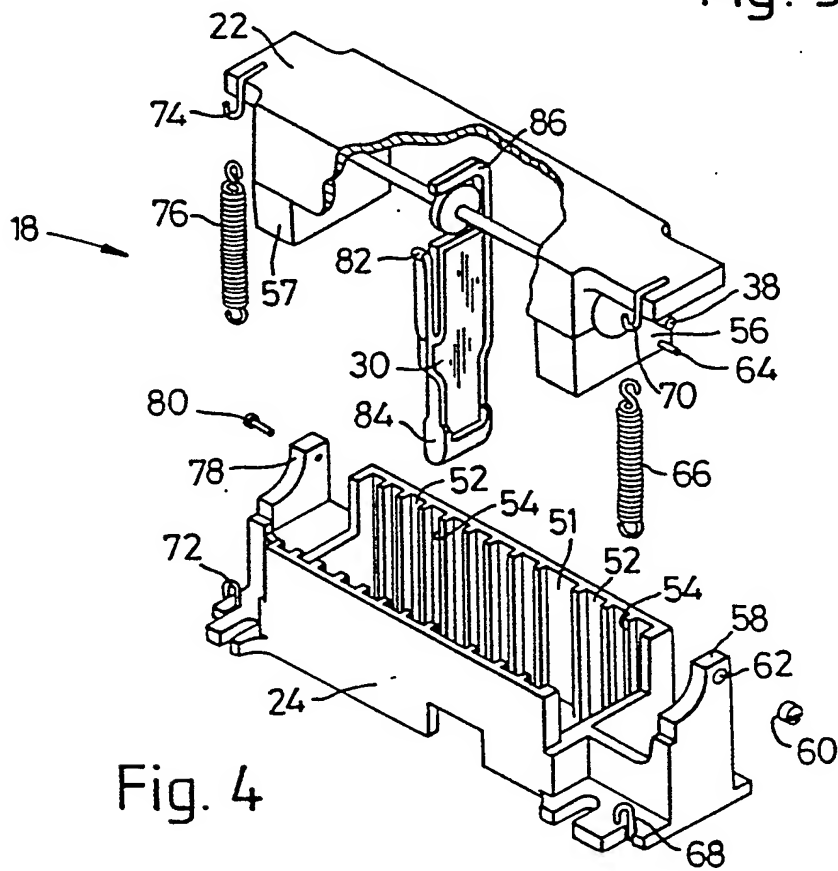


Fig. 4

3/3

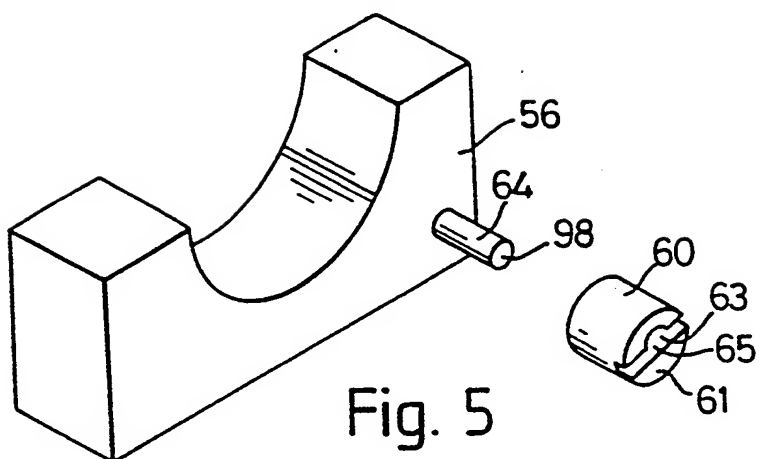


Fig. 5

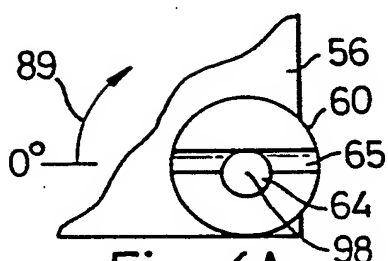


Fig. 6A

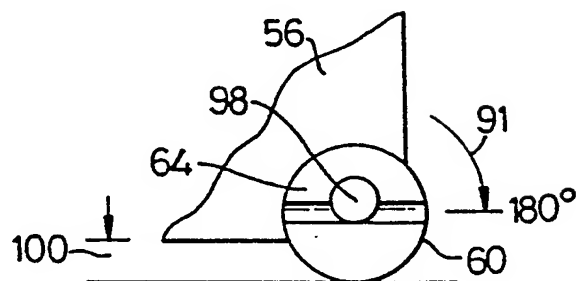


Fig. 6B

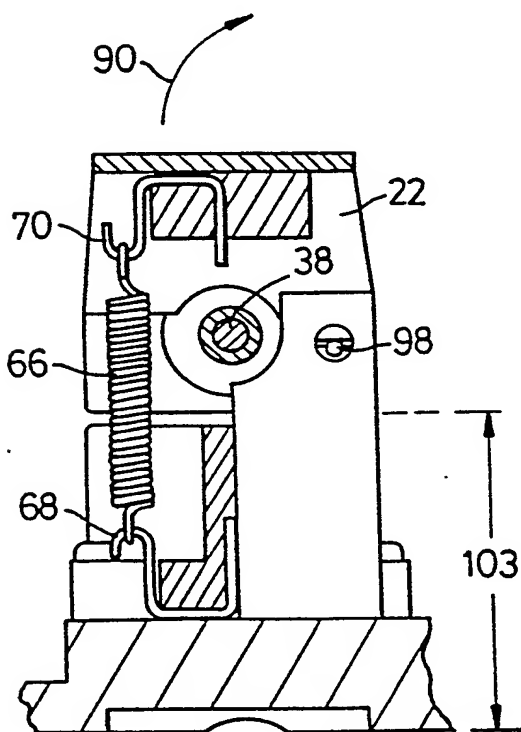


Fig. 7A

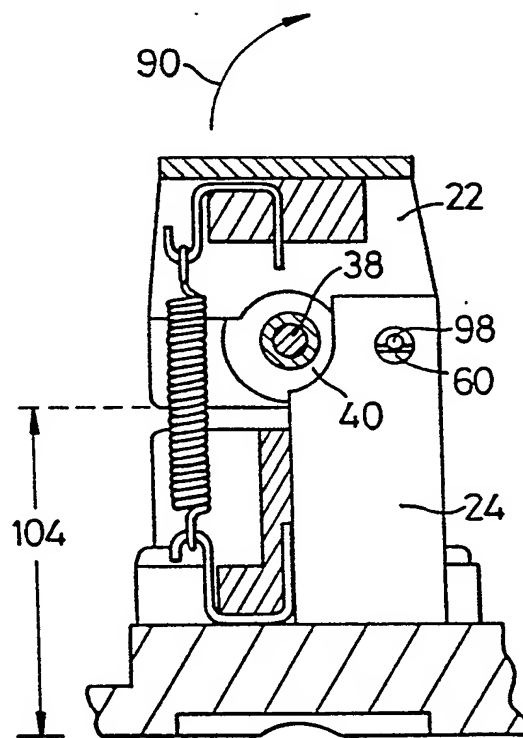


Fig. 7B